

УДК 621.3.011.21; 612.66

В.Т. Ярошенко, О.Б. Шарпан

ВАРІАНТИ БІОІМПЕДАНСОМЕТРІЇ ПРИ ВИВЧЕННІ ВІКОВОЇ ФІЗІОЛОГІЇ ЛЮДИНИ

Вступ

Стратегія сучасної біофізичної діагностики полягає в розробці методів і технічних засобів, які дають можливість отримувати максимум об'єктивної інформації про структуру і функцію біосистем при мінімумі втручання у внутрішнє середовище організму [1–8]. У цьому напрямку все більше популярності набувають методи сканування біотканин струмами різної частоти, сила яких є допороговою для реактивних елементів органів і систем організму. Зокрема, на основі сканування визначається стан провідності об'єкта (метод біоімпедансометрії) із врахуванням електролітного балансу і стану діелектричних структур біосистеми. У загальному випадку метод ґрунтується на визначенні повного (активного та реактивного) опору біооб'єкта. Надійність, доступність і нешкідливість методу дає можливість використовувати імпедансометрію як у теоретичних дослідженнях, так і в клінічній медицині. В той же час, імпедансометрія ще не зайняла належного місця у валідологічних дослідженнях процесів вікової фізіології (онтогенезу) людини, а це важливо як для вивчення стану здоров'я окремої особи, так і населення в цілому, бо безпосередньо стосується всіх аспектів геронтології.

Практична відсутність на сьогодні більш широкого використання біоімпедансометрії, очевидно, зумовлена невирішеністю ряду методологічних і технічних питань. Так, при імпедансних дослідженнях, як правило, використовуюється підхід, заснований на визначенні лише активного опору біологічного середовища (метод "резистивної" біоімпедансометрії). При цьому фактично реєструється лише модуль комплексного електричного імпедансу, який в обмеженій смузі частот (до ~ 100 кГц) збігається з активною складовою комплексного опору з точністю до 5 % [3]. У той же час актуальним є визначення відносних змін реактивної складової опору, які характеризують діелектричні властивості біооб'єкта і можуть бути значно більшими. Відомо також, що діагностичні властивості електричних характеристик біооб'єктів

проявляються насамперед у частотних залежностях [4, 8]. Тому виникає необхідність вивчення характеристик імпедансу в широкому діапазоні частот (до сотень кГц—одиниць МГц). У цьому сенсі привабливим є застосування багаточастотних вимірювань [4, 8], зокрема тричастотного методу, які дають змогу оцінити ступінь частотної дисперсії, використовуючи для вимірювання лише кілька частот. Важливим є також пошук нових критеріїв змін діелектричних властивостей тканин і органів на основі програмованої оцінки співвідношень моментних значень і моніторингу різних параметрів імпедансу в достатньо широкій смузі частот. Тому актуальним є визначення перспектив створення таких технічних засобів, які б мали можливість автоматизованого швидкого вимірювання всіх параметрів біоімпедансу в смузі частот, регульовано вибраних залежно від конкретних задач дослідження.

Постановка задачі

Метою даного дослідження є визначення можливостей реалізації варіантів імпедансометрії для вивчення аспектів вікової (онтогенетичної) фізіології, таких, як вікова динаміка мембранних систем тканин організму людини та його гідрататії.

Апаратура і методика досліджень

Для оцінки можливостей і перспектив розвитку діагностичних методик і засобів біоімпедансометрії використовувалися серійний апарат ИГСТ-01 "РЕМА" [9] та дослідний біоімпедансометр ТОР-КІ-1, розроблений на кафедрі ТОР РТФ НТУУ "КПІ" [10]. Особливістю апарату ИГСТ-01 є те, що він забезпечує визначення модуля комплексного електричного імпедансу на низькій частоті 5 кГц (Z_5) та високій частоті 500 кГц (Z_{500}). Імпедансометр ТОР-КІ-1 забезпечує визначення всіх складових (модуля Z_{250} , активної R_{250} та реактивної X_{250}) імпедансу на частоті 250 кГц. Черезшкірне вимірювання повного імпедансу всього тіла здійснювалось за чотириелектродною методикою Томассета [9] з використанням бінарних електродів. У них відстань між струмовим і потенціометричним електродом у кожній парі конструктивно фіксована і дорівнює 50 мм. Площа кожного з чотирьох електродів — 15 см^2 . Матеріал електродів — фольга нержавіючої ста-

лі. Контактна рідина – фізіологічний розчин, нанесений на текстильні прокладки. Одну пару електродів накладали на межі нижньої та середньої третини гомілки лівої ноги, другу – на межі нижньої та середньої третини передпліччя правої руки. Оскільки використовувалась тетраполярна потенціометрична методика вимірювань, розміри електродів не впливали на значення параметрів імпедансу. Крім вимірювання параметрів імпедансу, за значеннями Z_5 і Z_{500} визначався коефіцієнт поляризації K_p (розрахований як відношення $K_p = Z_5/Z_{500}$), а на частоті в 250 кГц як похідний критерій розраховувався кут зсуву фаз $\varphi = \arctg (X_{250}/R_{250})$ у градусах. Цифровий матеріал статистично опрацьований на комп'ютері за програмою Excel, з використанням критерію Стюдента.

У результаті дослідження були введені дані імпедансометрії дітей, юнаків і дорослих при умові відсутності в них захворювань протягом попередніх 12 місяців. Перша група – 25 осіб (середній вік $14,5 \pm 2$ роки), друга група – 24 особи (середній вік $20,5 \pm 1,5$), третя група – 27 осіб (віком 35 ± 4), четверта група – 23 особи (віком 50 ± 3) і п'ята група – 34 особи (віком 65 ± 6 років). Гендерний склад груп суттєво не відрізнявся.

Результати досліджень і їх обговорення

Результати визначення вікової динаміки імпедансу на частоті 5, 250 і 500 кГц і похідних показників подані в таблиці.

Наведені в таблиці результати свідчать про те, що вікова динаміка змін біофізичного стану тканин організму людини зумовлює зміни параметрів біоімпедансу на всіх трьох частотах. При використанні двочастотної методики най-

більш виразні зміни за період онтогенезу, що вивчався, спостерігаються за коефіцієнтом поляризації K_p ; при одночастотній методиці таким показником є кут зсуву фаз φ . Це дає можливість стверджувати, що оцінку вікових змін з близькою чутливістю можна здійснювати як при вимірюванні показників імпедансу на двох частотах, які різко відрізняються одна від одної, традиційними методами “резистивної” імпедансометрії, так і при вимірюванні активної і реактивної складових імпедансу лише на одній частоті. Це обумовлює актуальність розроблення нової діагностичної апаратури, здатної здійснювати вимірювання всіх параметрів комплексного імпедансу в широкій смузі частот.

Як видно з таблиці, за перші 20 років онтогенезу, починаючи від пубертатного періоду, зменшення рівня Z_5 приблизно дорівнює наступному зниженню за 30 років, тобто цей процес йде безперервно, але в старших вікових категоріях він певною мірою уповільнюється. Протилежна тенденція спостерігається відносно модуля комплексного опору Z_{250} , який за 50 років онтогенезу збільшується (з 314 ± 4 до 363 ± 5 Ом) на 15,6 % ($p < 0,05$). Ще більше подібна тенденція виявляється відносно Z_{500} , який за той же період зростає від 282 ± 5 до 349 ± 7 Ом, тобто на 23,7 % ($p < 0,05$). Зниження опору для низькочастотного струму в 5 кГц свідчить про послаблення поляризаційних процесів на мембранах клітин, бо саме останні є головною перешкодою для проходження змінних струмів низьких частот через живі біотканини.

Зростання ж імпедансу на струми в 50 і 100 разів більшої частоти пояснюється тим, що для частот у діапазоні 250–500 кГц мембранний компонент тканин не утворює значного

Таблиця. Значення модуля, реактивної, активної складових імпедансу, коефіцієнта поляризації та кута зсуву фаз залежно від частоти зондувального струму і вікової категорії

Но- мер гру- пи	Кіль- кість осіб	Середній вік	Модуль комплексного імпедансу, Ом			Реактивний опір X_{250} , Ом	Активний опір R , Ом	$K_p =$ $= Z_5/Z_{500}$	Кут зсуву фаз, град	
			Z_5	Z_{250}	Z_{500}					
			Частоти струму, кГц							
			5	250	500	250				
1	25	$14,5 \pm 2$	570 ± 4	314 ± 4	282 ± 5	$51,3 \pm 0,12$	295 ± 6	$2,03 \pm 0,027$	$9,8 \pm 4$	
2	24	$20,5 \pm 1,5$	535 ± 9	327 ± 5	302 ± 6	$45,4 \pm 0,34$	314 ± 3	$1,74 \pm 0,019$	$8,3 \pm 2$	
3	27	$35,0 \pm 4$	503 ± 8	345 ± 3	313 ± 4	$42,6 \pm 0,19$	329 ± 5	$1,61 \pm 0,034$	$7,4 \pm 3$	
4	23	$50,0 \pm 3$	468 ± 4	352 ± 4	328 ± 7	$39,5 \pm 0,27$	333 ± 4	$1,42 \pm 0,022$	$6,8 \pm 1$	
5	34	$65,0 \pm 6$	433 ± 7	363 ± 5	349 ± 7	$37,9 \pm 0,15$	345 ± 3	$1,24 \pm 0,035$	$6,3 \pm 2$	

опору, а вирішальну роль для електропровідності цих струмів відіграє електролітна компонента біотканин, їх гідратаційна насиченість, як міжклітинна, так і внутрішньоклітинна. Така вікова динаміка імпедансу за трьома частотами дає змогу зробити висновок, з одного боку, про зменшення в процесі онтогенезу кількісних і функціональних можливостей клітинних мембран, а з іншого — про зменшення гідратації тканин. При цьому згідно з отриманими результатами процеси кількісно-якісного погіршення стану біомембран певною мірою обганяють процеси зневоднення біотканин у ході онтогенезу.

Системні трансформації біофізичних властивостей тканин організму людини в процесі його онтогенезу підтверджуються також аналізом вікової динаміки складових біоімпедансу X_{250} і R_{250} , оскільки активний опір прямо пов'язаний із рівнем гідратації та іонізаційної насиченості біоелектролітів, а реактивна складова відображає ємнісні характеристики мембранного пулу тканин організму. Ще краще вказані тенденції виявляються при аналізі вторинних показників імпедансометрії, які в літературі часто характеризують як показники життєздатності біотканин [11]. Це коефіцієнт поляризації K_p , що за період вивчення онтогенезу (≈ 50 років) знизився на 38,9 % ($p < 0,05$) та кут зсуву фази, який зменшився на 35,2 % ($p < 0,05$).

Висновки

Неінвазивна черезшкірна біоімпедансометрія тіла людини, проведена різними варіантами реалізації вимірювань на частотах в 5, 250 і 500 кГц, дає змогу виявляти вікову динаміку змін у тканинах організму. Вона показує, що протягом 50 років від пубертатного періоду відбувається поступове зниження реактивної складової імпедансу, кута зсуву фаз і коефіцієнта поляризації, що відображає онтогенетичну інволютивну динаміку стану біомембранних комплексів організму. Паралельно із зниженням реактивної складової відбувається зростання активної складової біоімпедансу тканин, що є корелятом поступового їх зневоднення в процесах онтогенезу.

У даному сенсі перспективним є подальше розроблення засобів біоімпедансометрії, здатних забезпечити вимірювання всіх складових імпедансу в розширеній смузі частот.

* * *

Автори вдячні за участь і сприяння у виконанні даної роботи співробітникам Інституту фізіології НАН України, співробітникам і студентам НТУУ "КПІ", співробітникам і керівникам "Будинку школяра" м. Києва, адміністрації і співробітникам санаторію "Стожари" Львівської області.

В.Т. Ярошенко, О.Б. Шарпан

ВАРИАНТЫ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ ПРИ ИЗУЧЕНИИ ВОЗРАСТНОЙ ФИЗИОЛОГИИ ЧЕЛОВЕКА

Исследованы возможности и особенности адекватной реализации различных методологий биоимпедансометрии. Проведенное двумя независимыми методиками исследование показывает, что импедансометрия может быть эффективным методом изучения инволютивных процессов возрастной физиологии человека при использовании как двухчастотной, так и одночастотной методики, особенно при условии расчета вторичных показателей полного импеданса тела человека – коэффициента поляризации и угла сдвига фаз. Полученные результаты дают возможность определить новые направления проектирования технических средств биоимпедансометрии.

V.T. Yaroshenko, O.B. Sharpan

BIOIMPEDANCOMETRY VARIANTS IN STUDIES OF HUMAN AGE PHYSIOLOGY

This study describes the possibilities and specificity of adequate use of various impedancometry methodologies. The experimental results obtained by two independent methods indicate that bioimpedancometry may be an effective tool for studying involutive processes of human age physiology. Furthermore, bioimpedancometry is also effective when one-frequency and two-frequency methods are used, especially for estimating the secondary index of full impedance of human body – polarization index and phase shearing angle. Our experimental results make it possible to outline new areas of technical tools design of bioimpedancometry.

1. *Martinsen O., Grimnes S., Karlsen J.* Low frequency dielectric dispersion of microporous membranes in electrolyte solution // *J. of Colloid and Interface Science.* — 1998. — N 199. — P. 107–110.
2. *Гусев В.Г., Мишин Н.В.* Новые подходы к получению измерительной информации о состоянии биологических тканей // *Вест. новых медицинских технологий.* — 1997. — IV, № 4. — С. 107–112.
3. *Торнчев Ю.В., Хачатрян Р.Г., Хачатрян А.П. и др.* Электрический импеданс биологических тканей. — М.: Изд-во ВЗПИ, 1990. — 155 с.
4. *Grimnes S., Martinsen O.G.* Bioimpedance and bioelectricity basics. — London: Academic press, 2001. — 360 p.
5. *Belalcazar A., Patterson R.P.* Improved lung edema monitoring with coronary vein pacing leads: a simulation study // *Physiol. Meas.* — 2004. — 25, № 2. — P. 475–487.
6. *Cotter G., Moshkowitz Y., Kalusky E. et al.* Accurate, noninvasive, continuous monitoring of cardiac output by whole-body electrical bioimpedance // *Chest.* — 2004. — 125, N 4. — P. 143–148.
7. *Kotanko P., Nathan W., Zhu L.F.* Current state of bioimpedance technologies in dialysis // *J. Med. Nephrology Dialysis Transpl.* — 2008. — 23, N 3. — P. 808–812.
8. *Березовський В.Я., Ярошенко В.Т.* Електрофізіологічне дослідження гідратації тканин при типових видах неспецифічної патології легень // *Фізіол. журн.* — 2005. — 51, № 2. — С. 51–56.
9. *Измеритель степени соотношения гидратации тканей импедансный ИСГТ-01: Техническое описание.* — Львов: РЭМА, 1989. — 71 с.
10. *Дворский В.Я., Синанов В. Э., Шарпан О.Б., Ярошенко В.Т.* Измеритель параметров электрического импеданса биологических тканей и органов // *Изв. вузов. Радиоэлектроника.* — 1998. — № 7. — С. 75–77.
11. *Чалий О.В., Цехмістер Я.В., Агапін Б.Т. та ін.* Медична і біологічна фізика. — К.: Книга плюс, 2005. — 760 с.

Рекомендована Радою
радіотехнічного факультету
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції
9 вересня 2008 року